

Aus dem Röntgen- und Strahleninstitut — Abteilung Diagnostik
(Dirigierender Arzt: Prof. Dr. med. H. Witt)
und dem Institut für med. Physik
(Leiter: Prof. Dr. Ing. D. Frost)
des Städtischen Rudolf-Virchow-Krankenhauses Berlin

Strahlen-Belastung des Personals bei Osteosynthesen

Inaugural-Dissertation
zur
Erlangung der medizinischen Doktorwürde
an den Medizinischen Fachbereichen
der Freien Universität Berlin

vorgelegt von
Burckhard Trempenau
aus Hannover

1976



Digitized by the Internet Archive
in 2026

Aus dem Röntgen- und Strahleninstitut — Abteilung Diagnostik
(Dirigierender Arzt: Prof. Dr. med. H. Witt)
und dem Institut für med. Physik
(Leiter: Prof. Dr. Ing. D. Frost)
des Städtischen Rudolf-Virchow-Krankenhauses Berlin

Strahlen-Belastung des Personals bei Osteosynthesen

Inaugural-Dissertation
zur

Erlangung der medizinischen Doktorwürde
an den Medizinischen Fachbereichen
der Freien Universität Berlin

vorgelegt von
Burckhard Trempenau
aus Hannover

Referent: Professor Dr.med. H. Witt

Korreferent: Professor Dr. phil. nat. A. Kaul



Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fachbereiche
der Freien Universität Berlin

Promoviert am : 12.8.1976

Inhaltsverzeichnis

	Seite
1.0 Einleitung	
1.1 Entwicklung der intraoperativen Röntgendiagnostik	1
1.2 Ziel der eigenen Untersuchungen	3
2.0 Methodik	
2.1 Durchführung	5
2.2 Meßprinzip	10
3.0 Ergebnisse	15
4.0 Diskussion	
4.1 Diskussion der eigenen Ergebnisse	22
4.2 Vergleich mit DIN 6811	30
4.3 Verbesserungsvorschläge	31
5.0 Zusammenfassung	38
6.0 Literaturverzeichnis	39

1.0 Einleitung

1.1 Entwicklung der intraoperativen Röntgendiagnostik

Schenkelhals-Osteosynthesen und Markraum-Nagelungen der Schaftfrakturen langer Röhrenknochen erfordern eine schrittweise intraoperative Lagekontrolle des Osteosynthese-Materials.

Bis etwa Mitte der fünfziger Jahre wurden hierzu entweder Röntgen-Aufnahmen gemacht oder Durchleuchtungen mithilfe des sogenannten Kryptoskops durchgeführt. Die Diagnostik mit Röntgenaufnahmen führte zu erheblichen Verzögerungen während der Operation. Die Verwendung des Kryptoskops brachte zwar den Vorteil der sofortigen Befundgabe und Korrigierbarkeit, dafür jedoch den Nachteil der recht geringen Detailerkennbarkeit und besonders der relativ hohen Strahlenbelastung (25).

Das Kryptoskop bestand anfangs aus einem Leuchtschirm, der nach oben gegen einfallendes Fremdlicht abgeschirmt war und nur eine Sehöffnung für das Auge des Chirurgen besaß. Nach BREUER und KRAUTZUN (4) war der Arzt, der in den Raum treten mußte, den das Nutzstrahlenbündel ausleuchtete, bei ungenügendem Schutz so hohen Dosen ausgesetzt, daß schon teilweise in einem Bruchteil von Sekunden die Toleranz-Dosis für den Tag erreicht wurde. Die Autoren forderten daher die Verwendung des sogenannten Winkel-Kryptoskops, welches in Form eines Tubus mit einer Kopfhalterung durch den Operateur getragen wurde, mit Blickrichtung auf den schräggestellten Leuchtschirm senkrecht zum Röntgenstrahlengang und Ausblick auf das Operationsfeld. Im Hinblick auf die Strahlenbelastung des Chirurgen besaß dieses Gerät den Vorteil, daß dieser sich mit seinem Kopf und der oberen Thoraxhälfte nicht in das Nutzstrahlungsfeld begeben mußte (Abb.7) Bei dem damaligen technischen Entwicklungsstand war die Strahlenbelastung des Arztes wie auch des Patienten außerordentlich hoch. DIETHELM (6) berichtet über drei Fälle von Strahlenschäden an der Hand des Arztes als Folge von Durchleuchtungen

beim Einrichten von Knochenbrüchen und bei Fremdkörpersuche, beobachtet in Schleswig-Holstein zwischen 1944 und 1954; weiter berichtet er über zwei Fälle von Strahlenschäden bei Patienten nach Marknagelung und Fremdkörpersuche.

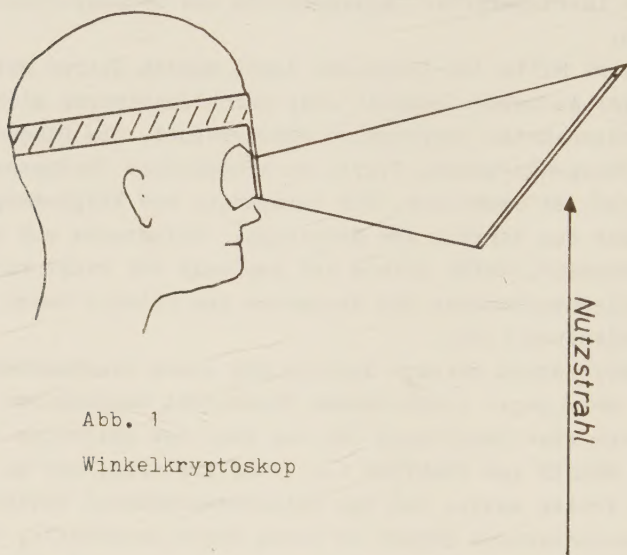


Abb. 1

Winkelkryptoskop

Wenn die Entwicklung des Bildverstärkers einen ganz entscheidenden Fortschritt für die Untersuchung gebracht hat, so ergab erst die Erweiterung durch das Röntgen-Fernsehen optimale Anwendungsmöglichkeiten; eingeführt in die meisten chirurgischen Abteilungen wurde diese Bildverstärker-Fernsehkette anfangs der sechziger Jahre. Bessere Detail-Erkennbarkeit und verkürzte Operationsdauer, die auch Patienten in höherem Lebensalter zuzumuten war, führten zu einer wesentlichen Erweiterung der Osteosynthese-Möglichkeiten und der Patienten-Auswahl. Zudem konnte die Strahlenbelastung des Patienten und damit die von ihm emittierte Streustrahlen-Intensität vermindert werden, als Folge der geringeren

Dosisleistung der Röhre. Der Operateur mußte nun nicht mehr in unmittelbarer Nähe des Patienten stehen, er konnte etwas zurücktreten.

Während Messungen der Strahlenbelastung des Arztes bei weitgehend standardisierten Röntgen-Untersuchungen, z.B. des Magens, des Dickdarms oder der Lungen (11,12), sowie bei Angiografien und Herzkatheter-Untersuchungen (1) durchgeführt wurden, liegen unseres Wissens nur Phantom-Messungen der Strahlenbelastung des Operateurs bei Osteosynthesen vor(2).

Die bisher verfügbaren Strahlungs-Detektoren (im wesentlichen waren Ionisationskammern) besaßen eine solche Größe und ein solches Gewicht, sodaß es nicht möglich war, die Chirurgen während der Operation damit auszurüsten.

Etwa 1966 kamen neuartige Strahlungs-Detektoren, die sog. Thermo-Lumineszenz-Dosimeter (TLD) auf den Markt. Aufgrund ihrer geringen Abmessungen und ihrer ausreichenden Sterilisierbarkeit wurde es möglich, die Strahlenbelastung des chirurgischen Teams während der Operation zu messen.

Nach Inkrafttreten der neuen Röntgenverordnung vom 1.3.1973 wird die Strahlenbelastung beruflich strahlenexponierter Personen als Ganzkörper- wie auch als Teilkörperdosis limitiert. Mit Unterstützung des Instituts für Strahlenphysik am städt. Rudolph-Virchow-Krankenhaus, Berlin (Leiter: Prof. Frost) haben wir im Jahre 1975 bei 16 Osteosynthese-Operationen in der traumatologischen und orthopädischen Abteilung des RVK unter Verwendung der Bildverstärker-Fernsehkette die Strahlenbelastung der gesamten operativen Mannschaft an mehreren Körperstellen gemessen.

1.2 Ziel der eigenen Untersuchungen.

Ziel und Aufgabe unserer Untersuchungen sollte es sein, im Vergleich zu den bisher allein vorliegenden Phantom-Messungen die tatsächlich im chirurgischen Betrieb auftretende Strahlenbelastung des Personals zu messen und die ermittelten mit den

in der neuen Röntgenverordnung maximal zulässigen Dosen
in Relation zu setzen.

2.0 Methodik

2.1 Durchführung

Die Strahlenbelastung des operativen Personals wurde bei 16 Osteosynthese-Operationen gemessen, die sich wie folgt zusammensetzten :

- a) 6 Winkelplatten-Osteosynthesen des Femurhalses
- b) 4 Markraum-Nagelungen des Femurschaftes
- c) 3 Markraum-Nagelungen des Tibiaschaftes
- d) 3 Varisierungs-Osteotomien (in der orthopädischen Abt.
des RVK)

Gerade diese Operationen wurden für unsere Messungen ausgewählt, weil sie häufig vorgenommen werden, auch in kleinen chirurgischen Abteilungen.

Die unter a) bis c) aufgeführten Operations-Verfahren werden in der hiesigen traumatologischen Abteilung durchschnittlich etwa zweimal pro Woche durchgeführt. Sie stellen den bei weitem größten Anteil der Bildwandler-Anwendungen dar. Die übrigen chirurgischen Maßnahmen, welche eine Durchleuchtung erfordern, wie z.B. Fremdkörpersuche oder Gipsanlage in Extensionstechnik, nehmen im Vergleich zu den von uns gemessenen Operationsverfahren der Häufigkeit nach eine unbedeutende Stellung ein.

Zwei Eingipsungen auf dem Extensionstisch unter Durchleuchtungs-Kontrolle wurden von uns gemessen; die Auswertung der Dosimeter ergab nur minimale Dosen, da nur sekundenweise durchleuchtet wurde und zum Schutz der Hände Bleigummi-Handschuhe getragen wurden.

Die Osteosynthesen mit Verwendung der AO-Platten oder des Zuggurtungs-Verfahrens erfordern eine weitreichende chirurgische Freilegung des frakturierten Knochens, wodurch eine intraoperative Durchleuchtungs-Kontrolle entbehrlich wird.

TLDs wurden zur Ermittlung der Ortsdosen an folgenden Körperteilen, bzw. Meßorten angebracht:

1. Stirn. Zur Ermittlung der Strahlendosen im Bereich des Kopfes und besonders der Augenlinsen.
2. Sternum vor der Bleigummischürze. Für die Dosisermittlung am Rumpf ohne Bleischürze.
3. Sternum hinter der Bleischürze. Entspricht der Rumpfdosis mit Bleischürze.
4. Gonaden vor der Bleigummischürze. Entspricht der Gonadendosis, wenn keine Bleischürze getragen würde.
5. Gonaden hinter der Bleigummischürze. Gonadendosen unter Verwendung der Bleischürze.
6. Rechte Hand (nur für operierende Ärzte).
7. Linke Hand (nur für operierende Ärzte).
8. Fuß. Für die Ermittlung der Streustrahlendosen, die an den unteren Extremitäten vorkommen.
9. Am Austrittsfenster inmitten des Nutzfeldkegels.
10. Am Eingangsfenster der Bildverstärkereinheit.

Die Einschaltzeiten wurden chronometrisch festgestellt. Tabelle (1) enthält die Ergebnisse der Ortsdosismessungen an den o.g. Meßstellen und zwar:

- a) Die maximal registrierte Ortsdosis für eine Meßstelle
- b) Die minimal auftretende Dosis für die gleiche Stelle.
- c) Die mittlere oder am wahrscheinlichsten vorkommende Dosis.

- d) Mittlere Dosisleistung jeder Meßstelle.
- e) Die maximal vorkommende Röntgenbildverstärkereinschaltzeit.
- f) Die minimal vorkommende Röntgenbildverstärkereinschaltzeit.
- g) Durchschnittliche Dauer der Einschaltzeit.
- h) Maximale Dauer einer der Operationen.
- i) Minimale Dauer einer der Operationen.
- j) Durchschnittliche Dauer der Operationen.
- k) Mittlere Dosisleistung am Austrittsfenster der Röntgenröhre.

Tabelle (2) enthält entsprechend die mittleren Äquivalentdosen und Dosisleistungen.

Abbildung (8) zeigt eine typische Operations-Standort-Konfiguration. Neben jeder Stelle sind die Angaben über die durchschnittlich auftretende Gesamtdosis für den Rumpf und entsprechende Ortsdosisleistung in mrem/h angegeben.

Abbildungen (4) bis (7) zeigen die graphische Darstellung der Ortsdosen der Teilkörpermeßstellen, und zwar die mittlere, maximale und minimale Dosis für:

Abb. 4) Operateur

5) 1. Assistent

6) 2. Assistent

7) Anästhesist und Instrumenten-Schwester

Jede Meßstelle wurde aus Gründen der Meßsicherheit und Meßgenauigkeit mit zwei Detektoren ausgerüstet, so daß nach jeder Messung bis zu 100 TLDs auszuwerten und erneut vorzubereiten waren.

Der während der von uns gemessenen Osteosynthese-Operationen verwendete Bildverstärker mit Fernsehkette war nicht mit einer automatischen Dosisleistungs-Regelung ausgestattet.

Durchmesser des Bildverstärker-Eingangsfeldes: 17 cm

Focus-BV-Eingangs-Abstand: 90 cm

Filterung: 2 mm Al

Die bei Operationsbeginn eingeregelter Röhrenspannung betrug bei fast allen Operationen etwa 90 kV, der Röhrenstrom zwischen 1,5 und 2,5 mA. Beide Einstellungen wurden während der Operationen nicht nachgeregelt.

Abbildung (2) zeigt eine schematische Darstellung des verwendeten Bildverstärker-Gerätes.

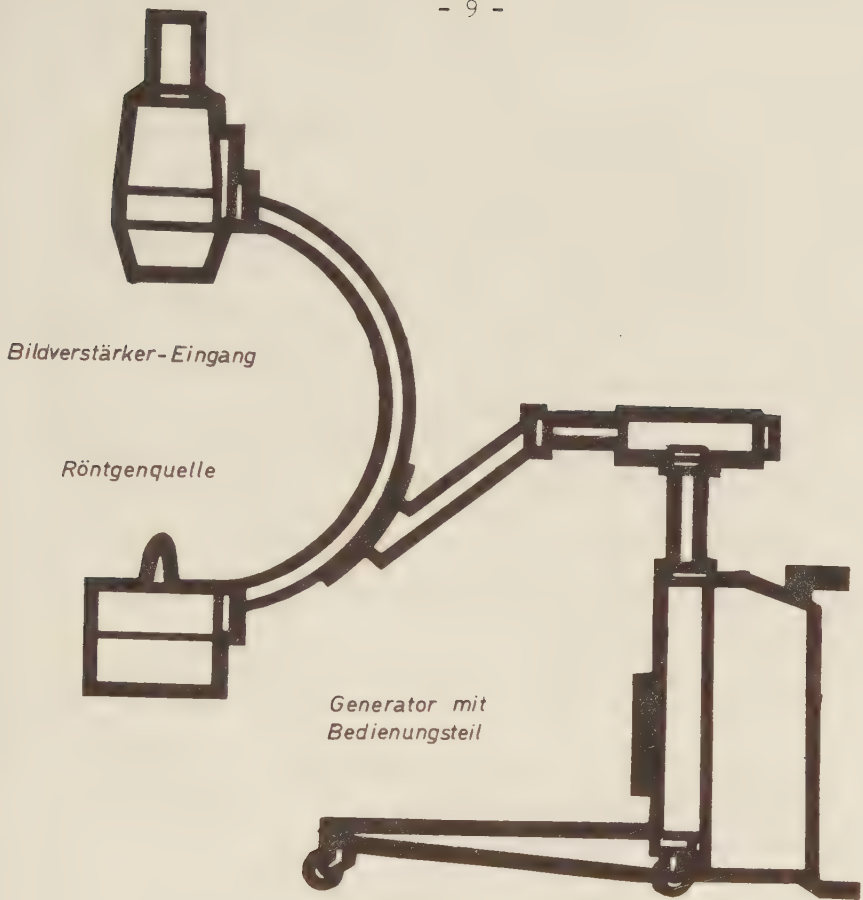


Abb. 2

Chirurgischer Bildverstärker

2.2 Meßprinzip:

Um diese Messungen durchführen zu können, mußte erst zur Ist-Aufnahme der Strahlenbelastung ein geeigneter Strahlendetektor ausgesucht werden.

Lithium-Fluorid-Thermolumineszenz-Dosimeter (LiF-TLD) erschienen uns am besten geeignet.

Ihre Vorteile sind:

- Kleine Abmessungen (1x1x6 mm), die eine fast punktförmige Messung ermöglichen.
- Einfache Handhabung.
- Möglichkeit der operationsgerechten sterilen Verpackung.
- Großer Dosisbereich.
- Richtungsunabhängigkeit der Dosisanzeige.
- Unabhängigkeit der Dosisanzeige gegen Luftdruckschwankungen und Feuchtigkeit.
- Fehlen des Rekombinationseffektes.

Ihre Nachteile sind:

- Exemplarstreuungen im Milliröntgenbereich.
- Berücksichtigung der thermischen Vergangenheit jeder Probe.
- Notwendigkeit der Energiekalibrierung im niederenergetischen Bereich.

Prinzipielle Wirkungsweise von TLDs (2, 16, 17, 18, 22):

Durch einfallende ionisierende Strahlung wird Energie gespeichert, welche bei Erwärmung in Form von Licht ausgestrahlt wird. Die Lichtintensität wird gemessen, sie ist ein Maß für die Ortsdosis.

TLDs wurden entwickelt, um in der Strahlentherapie gleichzeitig eine Vielzahl von Meßstellen in oder am Patienten kontrollieren zu können. Die dort auftretenden Dosen liegen erfahrungsgemäß im 100 er - Röntgenbereich. Demgegenüber müssen wir eine Empfindlichkeit von einigen mR fordern.

Hier war eine Methodik zu entwickeln, die es gestattet, weitere Dosisermittlungen mit käuflichen Geräten vornehmen zu können. Es galt, dieses Messsystem in den Griff zu bekommen. Dazu waren folgende Schritte notwendig:

I.) Systematische Untersuchung der Handhabung mit dem Ziel reproduzierbarer Meßergebnisse.

Die Entwicklungsarbeiten auf dem Gebiet der TLDs laufen bereits über 10 Jahre. Aus der einschlägigen Literatur ist zu ersehen, daß das größte Problem in der Reproduzierbarkeit der Ergebnisse liegt.

Wir haben daher das Problem systematisch untersucht und sind zu dem Schluß gekommen, daß ein definiertes Ausheiz-, Abkühl-, und schließlich Temperaturverfahren für die Meßgenauigkeit von außerordentlicher Bedeutung ist.

Da der größte Fehler in diesem Bereich zu suchen ist, wurde ein genaues Vorbereitungsverfahren herausgesucht und für unsere Zwecke weiterentwickelt.

Wir gingen wie folgt vor:

Die TLDs werden eine Stunde bei 400°C ausgeheizt und dann durch mechanischen Kontakt mit einer Messingplatte rasch zum abkühlen gebracht. Danach werden sie 24 h bei 80°C temperiert.

Nur die genaue Einhaltung dieses Verfahrens garantiert ein reproduzierbares Meßergebnis. Ein Vergleich der Temperierzeiten bei verschiedenen Temperaturen verdeutlicht den Sachverhalt. Bei Zimmertemperatur beträgt die Temperierzeit ca. 5 Wochen, bei 80°C 24 Stunden und bei 140°C beträgt sie nur 3 min.

Deshalb ist die Verwendung eines überdimensionalen Heizofens mit großem Wärmepuffer und geringsten Temperaturschwankungen eine notwendige Voraussetzung. Weiterhin ist die sachgerechte Konstruktion der Trägerplatte, die für jedes TLD ein eigenes Borloch enthält, unablässig. Zur Abkühlung wird die Metallträgerplatte auf eine plane Messingplatte gebracht, wodurch der Temperaturgradientenverlauf beim Abkühlen konstant gehalten wird. (s. Abb. 3)



Abb. 3

TLD-Trägerplatte

Selbstverständlich ist für die Lagerung der TLDs eine Überwachung notwendig. Sie müssen bei konstanter Temperatur und unter Ausschluß jeglicher UV-Strahlung gehalten werden. Eine unsachgemäße Lagerung führt z.T. zu erheblichen Abweichungen (bis zu $\pm 15\%$) in den Meßergebnissen, die wahrscheinlich unentdeckt bleiben.

Die Dauer der Lagerung zwischen Kalibrierung und Messung sollte möglichst kurz und konstant gehalten werden, um Meßfehler infolge Alterung weitgehend auszuschließen.

II.) Kalibrierung mit einer geeichten Standard-Quelle (Co-60)

TLDs sind keine Absolutdosimeter. Sie zählen zu den Sekundär-Dosimetern. Deshalb müssen sie zuerst mit einer Standard-Eichquelle kalibriert werden.

Als Standard-Eichquelle wird eine von der PTB¹⁾ geeichte Co-60-Perle verwendet.

Der Kalibrierungsfaktor ist

- a) für jedes TLD individuell unterschiedlich und
- b) ändert sich im Laufe der Zeit.

Deshalb mußte ein Kalibrierungsvorgang, der streng einzuhalten ist, entwickelt werden.

Durch umfangreiche Untersuchungen haben wir einen Kalibrierungsgang entwickelt, der die Praktikabilität (d.h. zeitliche Kalibrierungsabstände) in Verbindung mit Meßgenauigkeit erfüllt.

Jede Charge (bestehend aus 50 TLDs, die immer zusammen behandelt wurden) haben wir regelmäßig alle 3 Wochen kalibriert. Es wurde darauf geachtet, daß für die Messungen immer die Charge genommen wurde, die gerade frisch kalibriert war.

1) Physikalisch-Technische Bundesanstalt

III.) Energieabhängigkeit

Durch umfangreiche Messungen mit niederenergetischen Röntgen-Quellen (Ordix u.a.) wurde hinab bis zum 30 kV Beschleunigungsspannungsbereich der Energieabhängigkeitskorrekturfaktor ermittelt.

Im uns interessierenden Bereich diagnostischer Röntgenstrahlen zwischen 30 kV und 100 kV ergaben sich Korrekturfaktoren zwischen 1,4 und 1,2 relativ zum Co-60-Wert.

Als Folge dieser Entwicklungsarbeiten sind die TLDs zu einem sehr genauen Strahlendetektor geworden, die Meßergebnisse mit einer Genauigkeit von maximal $\pm 5\%$ Abweichung liefern.

3.0 Ergebnisse

Aus Tabelle 1 lassen sich die gemessenen Ortsdosen an den einzelnen Körperstellen der an der Operation beteiligten Personen ablesen.

Meßstelle (MS)	1	:	Stirn
	2	:	Sternum <u>vor</u> der Bleigummischürze
	3	:	Sternum <u>hinter</u> der Bleigummischürze
	4	:	Gonaden <u>vor</u> der Bleigummischürze
	5	:	Gonaden <u>hinter</u> der Bleigummischürze
	6	:	rechte Hand
	7	:	linke Hand
	8	:	Fuß

$D_{j,max}$ = maximale Ionendosis in mR

$D_{j,min}$ = minimale Ionendosis in mR

$\bar{D}_j$ = mittlere Ionendosis in mR

$\dot{\bar{D}}_j$ = mittlere Ionendosisleistung in mR/h

Tabelle 2 zeigt den gleichen Aufbau wie Tabelle 1, aus ihr lassen sich jedoch die entsprechenden Aequivalentdosen ablesen.

$D_{q,max}$ = maximale Aequivalentdosis in mrem

$D_{q,min}$ = minimale Aequivalentdosis in mrem

$\bar{D}_q$ = mittlere Aequivalentdosis in mrem

$\dot{\bar{D}}_q$ = mittlere Aequivalentdosisleistung in mrem/h

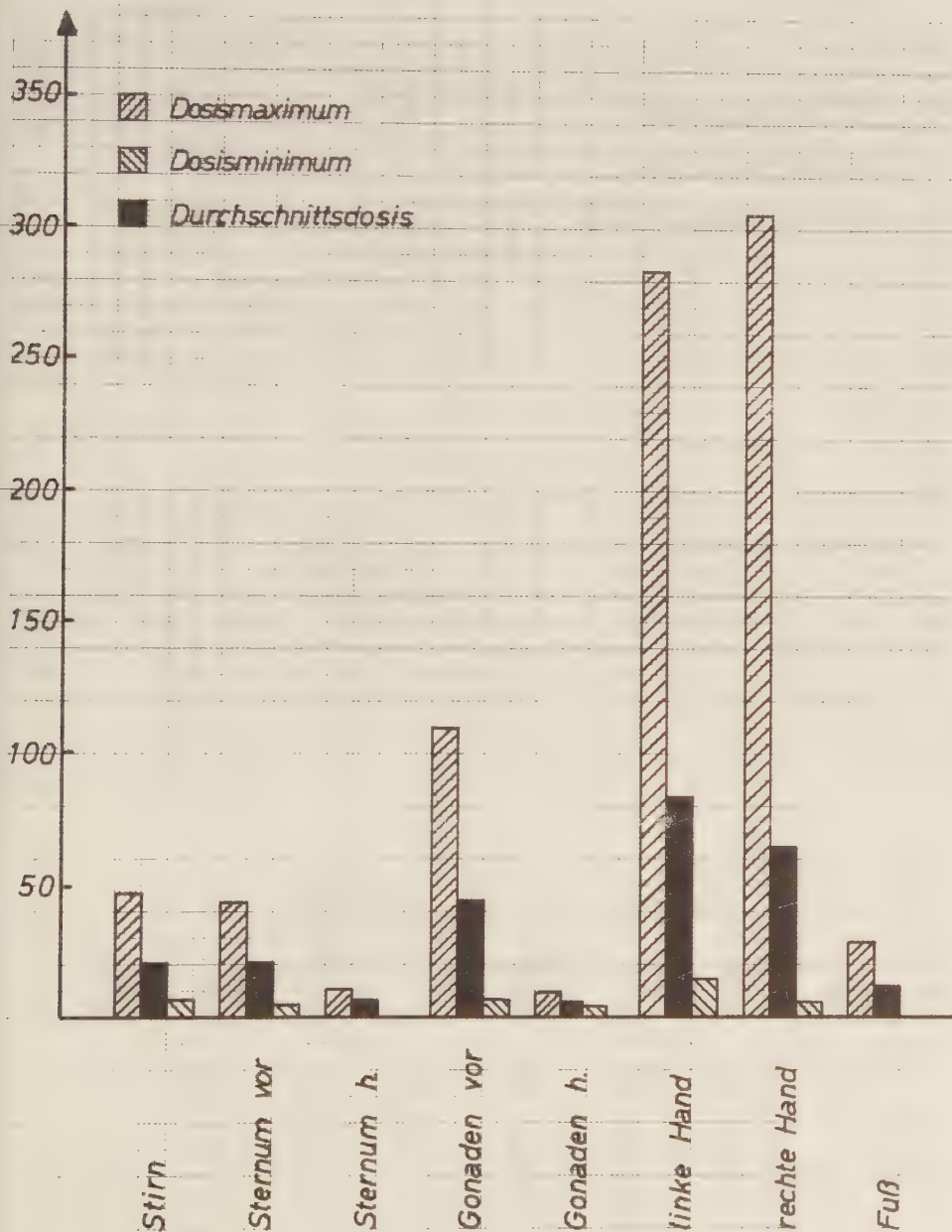
MS	Operator $\dot{D}_j$ D_{jmax} D_{jmin}		1. Assistent $\dot{D}_j$ D_{jmax} D_{jmin}		2. Assistent $\dot{D}_j$ D_{jmax} D_{jmin}		3. Assistent $\dot{D}_j$ D_{jmax} D_{jmin}									
	$\dot{D}_j$	D_{jmax} D_{jmin}	$\dot{D}_j$	D_{jmax} D_{jmin}	$\dot{D}_j$	D_{jmax} D_{jmin}	$\dot{D}_j$	D_{jmax} D_{jmin}								
1		50,8	22,2	158,3	32,3	1,7	11,9	85,1	28,6	1,7	12,1	86,3	32,5	10,0	18,1	125,2
2		45,8	4,6	22,4	160,1	91,5	2,5	20,8	148,8	51,1	2,5	13,7	97,6	21,4	10,8	120,8
3		10,3	0,0	5,5	39,3	14,2	0,0	6,2	44,0	10,0	0,0	4,8	34,5	24,1	3,3	76,8
4		119,2	5,2	46,0	328,6	49,2	6,7	22,0	157,1	104,3	6,7	30,0	214,3	42,5	18,0	210,7
5		9,6	2,5	5,2	36,9	10,7	0,0	5,6	39,9	13,9	0,0	5,7	40,5	22,7	2,5	72,0
6		307,7	12,4	92,2	658,3	293,3	4,2	45,2	322,6	58,7	5,0	26,2	186,9	44,2	12,5	200,6
7		332,5	3,3	70,1	500,6	33,3	4,6	16,2	115,5	119,2	5,8	35,3	252,4	43,6	16,7	197,0
8		30,0	0,0	12,4	88,7	20,0	1,7	10,4	74,4	24,8	2,5	13,9	99,4	20,1	14,3	120,8
MS	Anästhesist $\dot{D}_j$ D_{jmax} D_{jmin}		Op.-schwester $\dot{D}_j$ D_{jmax} D_{jmin}		$\bar{D}_j$ in mR; $\dot{D}_j$ mR/h Einschaltzeit des Röntgenerätes		max.: 17min 51s min.: ---- 59s mitt: 8min 27s									
	$\dot{D}_j$	D_{jmax} D_{jmin}	$\dot{D}_j$	D_{jmax} D_{jmin}	Dauer d. Operationen		max.: 3h 30min min.: -- 30min mitt: 1h 38min									
1	9,3	2,5	4,9	35,1	4,3	2,3	5,8	41,1	mittlere Dosisleistung $\dot{D}_{JA}$ am Austrittsfenster		im Nutzstrahlkegel: 17,9 R/min					
2	15,8	1,7	6,6	47,0	13,8	1,8	7,0	50,0								
3	4,1	1,3	2,1	14,9	4,8	1,4	2,4	17,3								
4	18,5	2,8	8,7	61,9	15,3	3,1	9,0	64,3								
5	4,6	1,5	2,3	16,1	5,5	1,7	1,8	13,1								

MS	Operator		1. Assistent		2. Assistent		3. Assistent	
	$D_{q \max}$	$D_{q \min}$	$\dot{D}_q$	$D_{q \max}$	$D_{q \min}$	$\dot{D}_q$	$D_{q \max}$	$\dot{D}_q$
1	46,8	5,3	20,4	29,7	1,5	11,1	29,9	9,2
2	40,2	4,3	20,6	84,2	2,3	12,6	19,7	10,0
3	39,5	0,0	5,1	13,0	0,0	4,4	22,2	3,1
4	100,7	4,8	42,3	45,3	6,2	27,6	39,1	16,6
5	5,8	2,3	4,8	33,9	0,0	5,3	20,8	2,3
6	233,1	11,4	84,8	269,8	3,8	41,6	40,7	11,5
7	305,9	3,1	64,5	460,7	4,3	32,5	40,1	15,3
8	27,6	0,0	11,4	18,4	1,5	12,8	18,5	13,2
$\bar{D}_q$ in mrem; $\dot{D}_q$ in mrem/h								
Anästhesist			Op.-schwester			Einschaltzeit des Röntgengerätes		
$D_{q \max}$			$D_{q \max}$			max.: 17min 51s		
$D_{q \min}$			$D_{q \min}$			min.: ---- 5cs		
$\dot{D}_q$			$\dot{D}_q$			mitt: 8min 27s		
1	3,5	1,3	4,5	32,1	8,8	2,2	5,3	37,5
2	14,5	1,5	6,1	43,5	12,8	1,6	6,4	45,8
3	3,8	1,2	1,9	13,7	4,4	1,3	2,3	16,1
4	17,0	2,6	8,0	57,1	14,5	2,8	8,3	58,9
5	4,3	1,4	2,1	14,9	5,1	1,5	1,7	11,9
Dauer d. Operationen						max.: 3h 30min		
						min.: -- 30min		
						mitt: 1h 38min		
Anzahl d. Operationen:						16		

Teilkörperdosen Operator

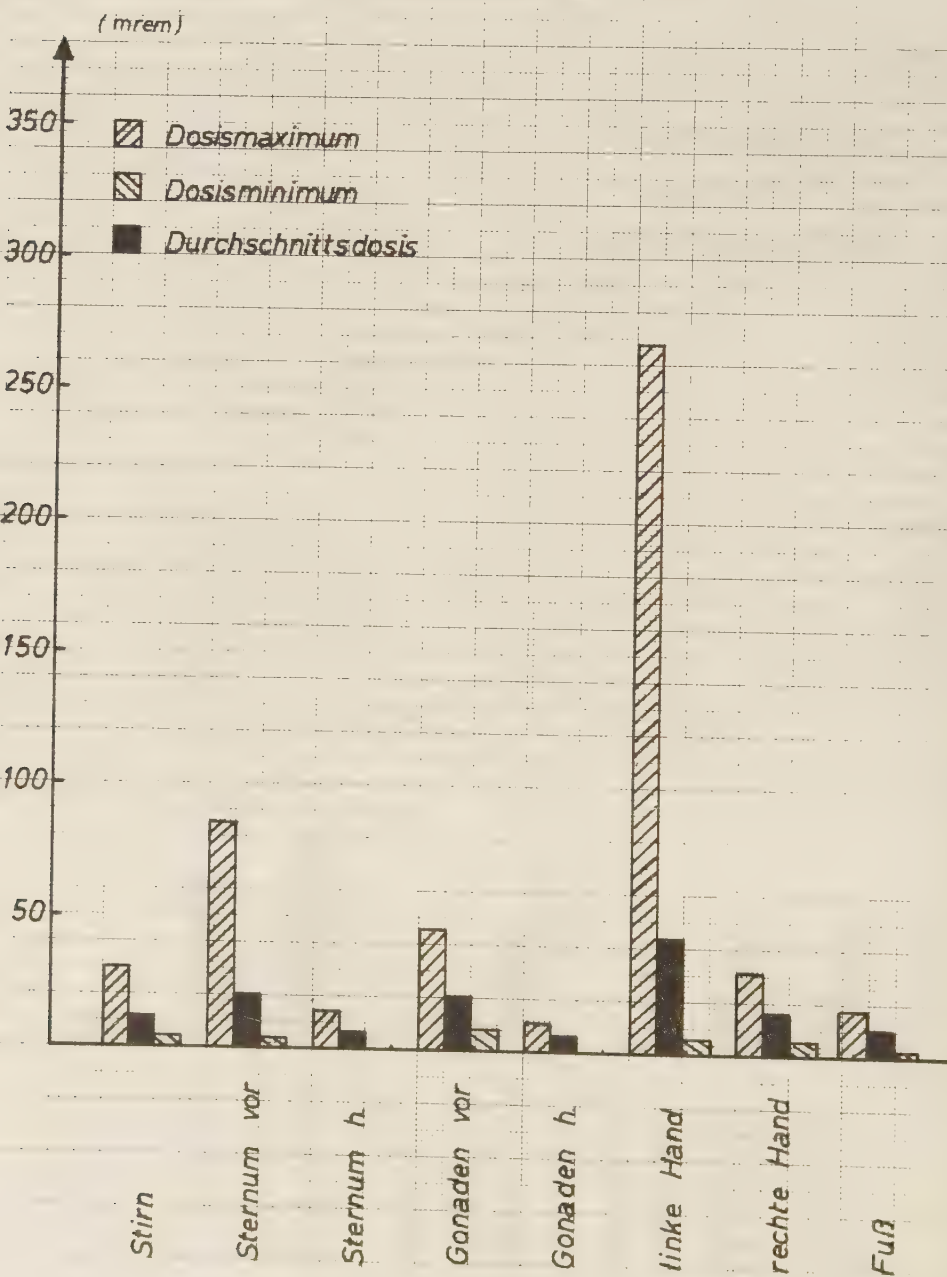
Abb. 4

(mrem)



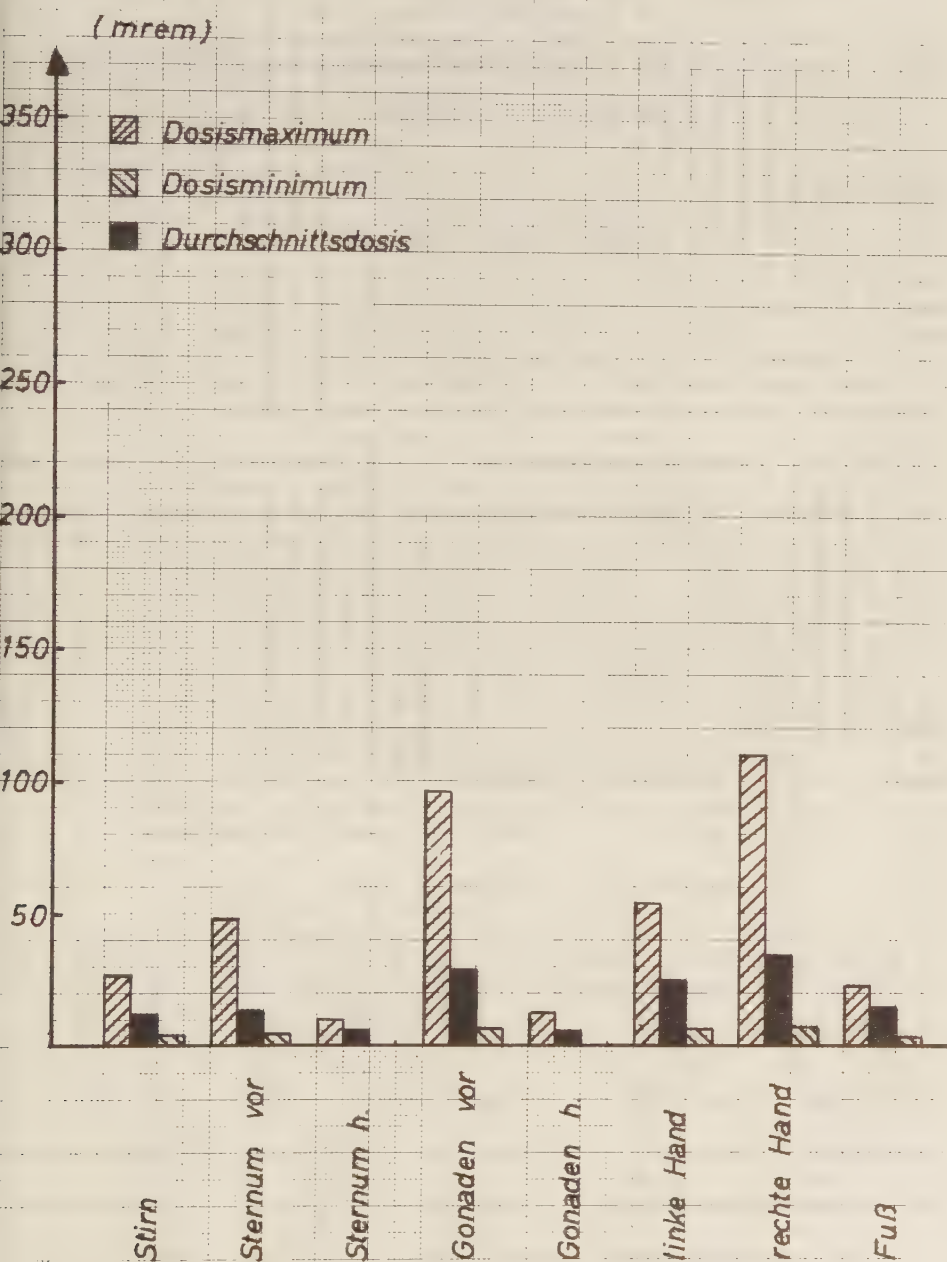
Teilkörperdosen 1. Assistent

Abb. 5



Teilkörperdosen 2. Assistent

Abb 6



Teilkörperdosen

Abb. 7

-  Dosismaximum
-  Dosisminimum
-  Durchschnittsdosis

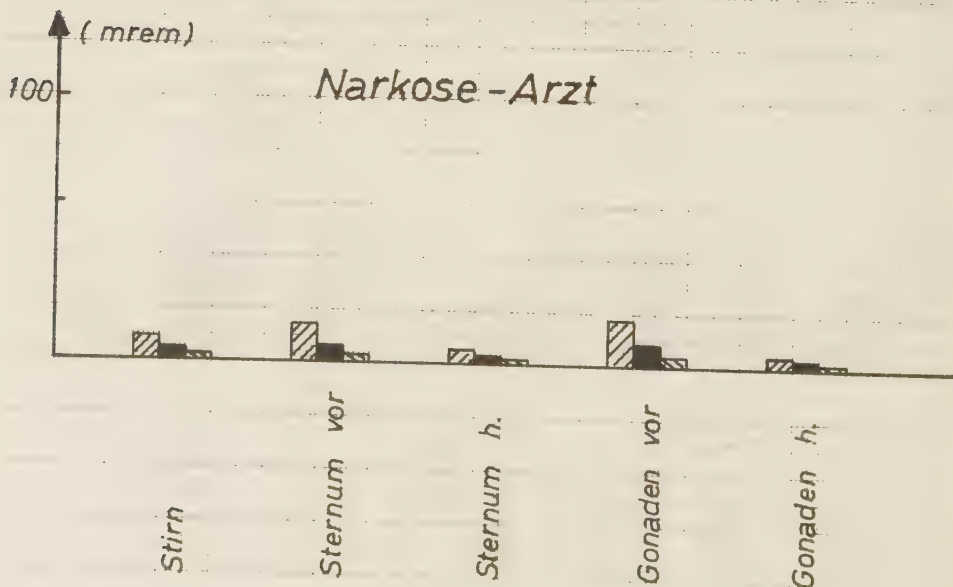
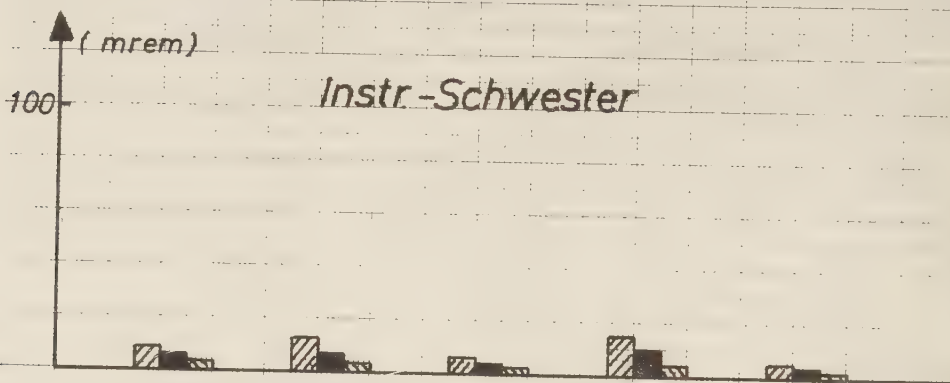
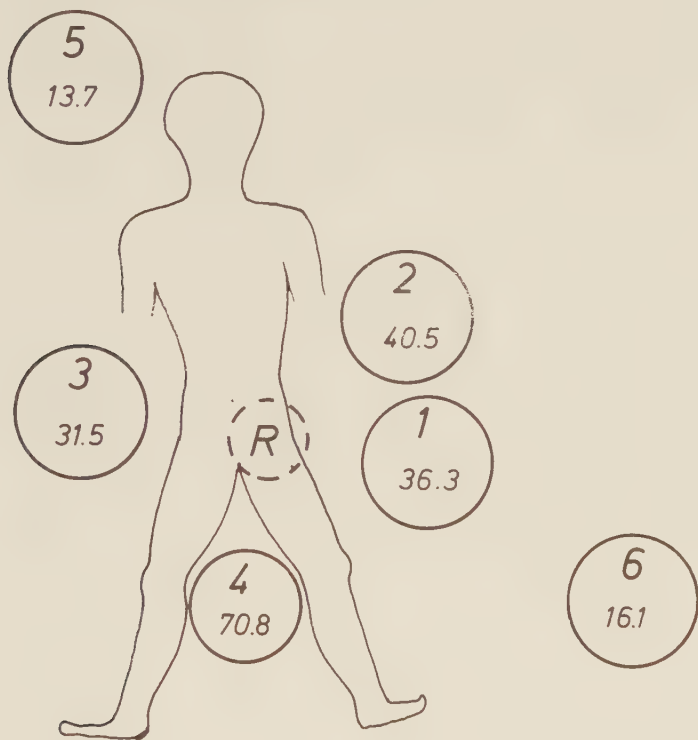


Abb. 8

Operations-Standort-Konfiguration



- | | | |
|----|--|----------------------------------|
| 1) | Operator | mittlere Rumpfdosis in mrem |
| 2) | 1. Assistent | (entsp. Dosisleistung in mrem/h) |
| 3) | 2. Assistent | |
| 4) | 3. Assistent (nur bei Varisierungsosteotomien) | |
| 5) | Narkosearzt | |
| 6) | Instrumentenschwester | |
| R) | Durchleuchtungsfeld | |

4.0 Diskussion

4.1 Diskussion der eigenen Ergebnisse

Die festinstallierten Röntgeneinrichtungen mit Bildverstärker-Fernsehkette erlauben bei sachgemäßer Benutzung einen relativ guten Strahlenschutz. SCHULTE-BRINCKMANN und MAGDSICK ermittelten bei Magen-Darm-Passagen (mit einer durchschnittlichen Durchleuchtungsdauer von 8 min) eine mittlere Streustrahlen-Exposition des Radiologen von 0,092 mR am Thorax und 0,15 mR in der Unterbauch-Region (19).

Die von uns gemessenen Ortsdosen am Thorax und an den Gonaden bei Osteosynthese-Operationen mit Bildverstärker-Fernsehkette betragen bei annähernd gleicher mittlerer Einschaltdauer (8'27'') etwa das 40- bis 60fache. ARDRAN (1) berichtet über Dosis-Messungen bei Herzkatherunteruntersuchungen mit Bildwandler-Kontrolle. Bei Durchleuchtungszeiten zwischen 6 und 38,5 min betrugen die mittleren Ortsdosen im Halsbereich 3,5 mR und an den Gonaden unter der Bleigummi-Schürze 1,5 mR. Diese Werte liegen annähernd in der Größenordnung unserer Meßwerte.

Ortsbewegliche Röntgen-Bildverstärker-Geräte gewähren dem Untersucher besonders große Bewegungsfreiheit, setzen ihn jedoch einer erheblich höheren Strahlenbelastung aus. Gründe für die größere Belastung sind der bedeutend geringere apparative Strahlenschutz, der häufig kleine Abstand zwischen Patient (Streustrahlen-Quelle) und Untersucher, sowie die oft wenig strahlenschutz-bewußte Bedienung des Durchleuchtungsgerätes.

Bei Betrachtung der Meßergebnisse fallen zunächst einige weit herausragende Maximalwerte auf, gemessen an den Handrücken des Operators (307,7 mrem links und 332,5 mrem rechts) und des 1. Assistenten (269,8 mrem). Diese Werte wurden bei einer schwierigen Oberschenkel-Nagelung gemessen, bei der nach Lagerung des Patienten eine erhebliche Dislokation der Femurschaft-Fragmente vorlag. Während der Reposition hatten der Operator und der 1. Assistent ihre Hände zeitweilig im ungeschwächten, nicht eingeblendeten Nutzstrahlenkegel.

EDER und WAHL (8) berichten über eine Messung der Strahlenbelastung des Operators während einer Oberschenkel-Nagelung, bei der sich die Finger des Operators etwa eine Minute lang im ungeschwächten Nutzstrahlenfeld befanden. Die gemessene Dosis betrug 1390 mrem ; die maximal zulässige Wochendosis von 1200 mrem war bei einer Operation schon überschritten. Auch bei dieser Messung war der Nutzstrahlenkegel nicht hinreichend eingeblendet.

Die übrigen Durchschnittsdosen nehmen bei allen drei unmittelbar am Op - Tisch stehenden Ärzten in folgender Reihenfolge ab:

- 1) Gonadendosis vor der Schürze
- 2) Sternumdosis vor der Schürze
- 3) Stirn
- 4) Fuß

Während die Durchschnittsdosen an den Gonaden bei Operator und Assistenten sehr ähnlich sind, erhält der Operator eine deutlich höhere Dosis an der Stirn, der 2. Assistent eine deutlich geringere Dosis am Sternum, jeweils im Vergleich zu den beiden übrigen Ärzten.

Diese Meßwerte lassen sich leicht interpretieren. Während der Abstand zwischen durchleuchtetem Patienten-Körperteil

und den drei operierenden Ärzten meistens annähernd gleich war, befand sich der Kopf des Operateurs häufig dichter am Operations- und Durchleuchtungs-Feld als der der Assistenten. Der 2. Assistent hatte meistens eine aufrechtere Körperhaltung beim Halten der Operationshaken und damit einen größeren Abstand zwischen Sternum und Durchleuchtungs-Feld, weil ihm infolge seines ungünstigen Standortes (auf der anderen Seite des Patienten) oftmals der Einblick auf das Operationsfeld nicht möglich war.

Der Narkose-Arzt und die Instrumenten-Schwester sind einer ähnlichen mittleren Strahlenbelastung ausgesetzt. Ihre Ortsdosen sind knapp halb so hoch wie diejenigen der unmittelbar am Tisch stehenden Ärzte.

Während bei den operierenden Ärzten nicht immer eine Proportionalität zwischen Dosis und Einschaltdauer bestand, läßt sich diese bei Narkose-Arzt und Instrumenten-Schwester deutlich nachweisen, wohl aufgrund des ständig annähernd gleichen Abstandes zum Durchleuchtungs-Feld.

Nur bei drei der von uns gemessenen Operationen wurde ein 3. Assistent eingesetzt (Varisierungsosteotomien). Wegen der geringen Fallzahl erscheint eine Diskussion seiner durchschnittlichen Ortsdosen nicht hinreichend begründet; jedoch liegen seine Rumpfdosen deutlich über denen des 1. und 2. Assistenten. Die Ortsdosen des übrigen Personals im orthopädischen Operationssaal lagen zwischen den gemessenen Extremdosen im chirurgischen Saal.

Durchschnittlich werden in unserer traumatologischen Abteilung etwa 2 Osteosynthesen mit Bildverstärker-Anwendung durchgeführt pro Woche. Selbst wenn das operative Team personell immer gleich zusammengesetzt wäre, würde die nach der neuen Röntgenverordnung maximal erlaubte Wochendosis an Rumpf und Gonaden nicht erreicht.

Die höchstzulässige Belastung der Hände war während des Zeitraumes unserer Messungen ebenfalls nicht erreicht worden, was nicht ausschließt, daß im Einzelfall jedoch schon bei einer einzigen Operation die zulässige Wochendosis überschritten werden kann.

Aus folgender Tabelle ist zu ersehen, nach welcher Einschaltzeit die für verschiedene Körperteile höchstzulässige Äquivalentdosis erreicht wird.

Körperteil	Maximal zuläss. Wochendosis nach RöV	Einschaltzeit pro Woche für max. zul. Belastung nach RöV

Rumpf	100 mrem	2,75 h
Gonaden	100 mrem	2,95 h
li. Hand	1200 mrem	1,98 h
re. Hand	1200 mrem	2,61 h

Diese Tabelle, deren Grundlage die Meßdaten des Operators sind, gilt annähernd auch für die assistierenden Ärzte. In dem Abstand vom durchleuchteten Patienten-Körperteil, in dem sich der Narkose-Arzt befindet, würde nach 7,3 h die höchstzulässige Rumpfbelastung auftreten. Eine ähnlich lange Expositionszeit gilt auch für die instrumentierende Operations-Schwester.

Unter unseren Meßvoraussetzungen ist die maximal zulässige Anzahl der Operationen, bei denen ein Röntgenbildverstärker mit einer durchschnittlichen Einschaltdauer von ca. 8 min zum Einsatz kommt, in der Woche :

20	für den Operateur
17	für den 1. Assistenten
22	für den 2. Assistenten
52	für den Narkose-Arzt
44	für die Instrumenten-Schwester

Die höchstzulässige Anzahl der Operationen ist für die Mitglieder des operativen Teams aus der Abbildung (9) in Abhängigkeit von der mittleren Einschaltzeit pro Operation zu ermitteln.

Bei den aufgeführten Operationsarten handelt es sich um Routine-Eingriffe, die auch in kleinen chirurgischen Abteilungen durchgeführt werden. In komplizierten Fällen, die relativ selten sind, können Durchleuchtungszeiten bis zu 44 Minuten (8) vorkommen. Unter Berücksichtigung der Daten aus unseren Messungen würden sich dann für die operativ Tätigen folgende Strahlendosen am Rumpf ergeben :

1)	Operateur	26,62 mrem
2)	1. Assistent	29,70 mrem
3)	2. Assistent	23,10 mrem
4)	Narkose-Arzt	10,05 mrem
5)	Instr.-Schw.	11,81 mrem

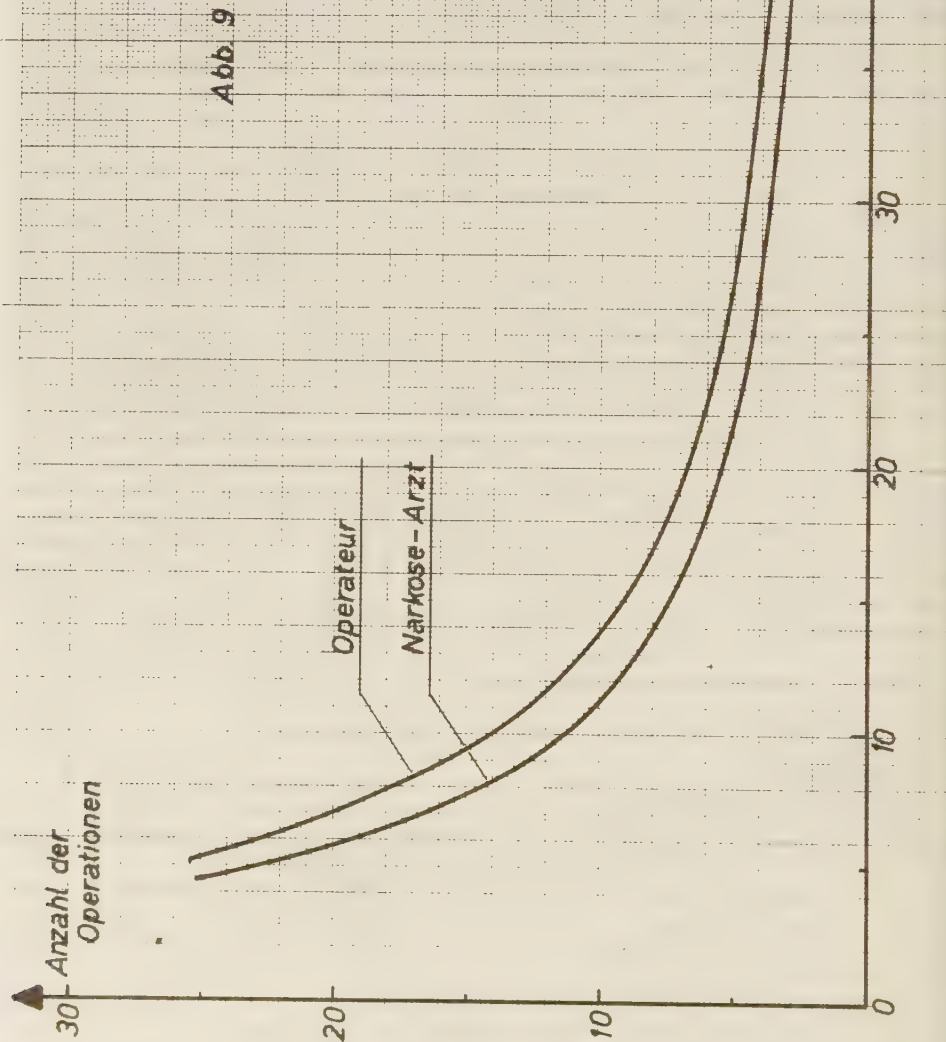
Danach wäre die zulässige Personalosis schon nach

- 4 Operationen pro Woche für den Operateur
- 3 Operationen pro Woche für den 1. Assistenten
- 4 Operationen pro Woche für den 2. Assistenten
- 10 Operationen pro Woche für den Narkose-Arzt
- 8 Operationen pro Woche für die Instr.-Schw. erreicht.

Durchleuchtungszeiten von 44 min wurden im Zeitraum unserer Messungen in der hiesigen unfallchirurgischen Abteilung jedoch niemals benötigt. Die von uns gemessene maximale Einschaltzeit betrug 17 min 51 sec bei der Osteosynthese einer stark dislozierten Trümmerfraktur des Femurschaftes.

Aus Abbildung (10), in der die Strahlenbelastung in Abhängigkeit von der Expositionszeit unter Berücksichtigung der gemessenen Dosisleistungen für jedes Mitglied des Operationsteams (mit und ohne Bleigummischürze 0,25 mm) aufgetragen ist, lassen sich folgende Daten ablesen :

- a) Höhe der Strahlenbelastung des Rumpfes (in Sternumhöhe) in Abhängigkeit zur Gesamtdurchleuchtungsdauer
- b) Gesamt-Durchleuchtungsdauer, nach welcher die nach der RÖV maximal zulässige Dosis von 5 rem pro Jahr erreicht wird (Schnittpunkt mit Linie A) und
- c) nach welcher wöchentlichen Gesamtdurchleuchtungsdauer die zulässige 100 mrem-Belastung erreicht wird (Schnittpunkt mit Linie W) und
- d) nach welcher vierteljährlichen Gesamtdurchleuchtungsdauer die zulässige 3 rem-Belastung erreicht wird (Schnittpunkt mit Linie V).
- e) Strahlenbelastung unter Berücksichtigung der nach DIN 6811 zugrunde gelegten Durchleuchtungszeit von 30 h/ Monat (Schnittpunkt mit Linie D)



Dq [mrem]

10000

1000

100

10

Abb. 10

0.1

1

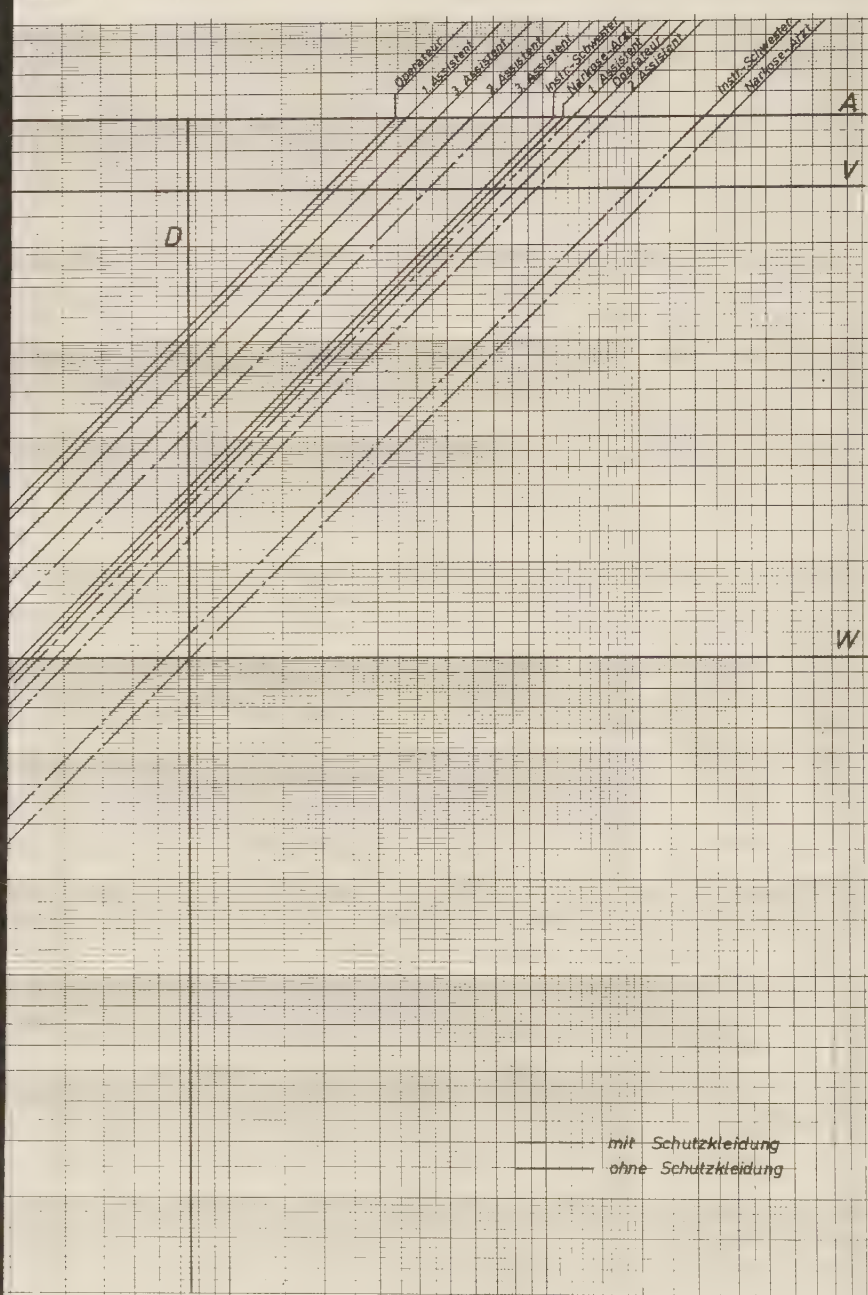


COPYRIGHT CARL SCHLEICHER & SCHULL, 3352 EINBECK



Bestell-Nr. 667156, Nr. 366's

3 4 5 6 7 8 9 10 2 3 4 5 6 7 8 9 10 2 3 4 5 6 7 8 9 10



10 100 1000
Einschaltzeit t_s
Beide Achsen logarithmisch geteilt, eine von 1 bis 1000, die andere von 1 bis 10

4.3 Verbesserungsvorschläge

Es gibt noch keine menschlichen Daten, welche einen zuverlässigen Schluß auf die Abhängigkeit zwischen Reduktion der Lebenserwartung und Strahlenexposition zulassen (24). Zur Frage der Reaktion des menschlichen Organismus auf jahrelange Strahlenbelastungen, welche über der Umweltbelastung liegen, existieren bisher nur Schätzungen. So beträgt die geschätzte Lebenserwartung einer 20 Jahre alten Population bei täglicher Ganzkörper-Belastung von 1 rad nur noch weitere 17 Jahre, bei 0,5 rad noch weitere 27 Jahre (23).

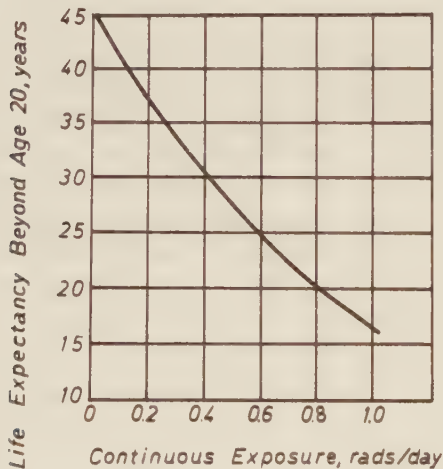


Abb. 11
aus WEBB, P.
Bioastronautic
Data Book
(23)

In Tierversuchen ist eine zunehmende Minderung der Lebenserwartung bei steigender Strahlenexposition nachgewiesen (24). Wenn eine Verkürzung des menschlichen Lebens oder ein schädlicher Einfluß auf den Organismus wahrscheinlich ist, muß nach Mitteln und Wegen gesucht werden, besonders die berufliche Strahlenbelastung möglichst gering zu halten. Dies gilt auch dann, wenn die gemessenen Dosen die nach der neuen Röntgenverordnung zulässigen nicht überschreiten.

Nach genauer Beobachtung des operativen Ablaufes, ganz besonders im Hinblick auf eine mögliche Verminderung der Strahlenbelastung und Beschränkung auf das operationstechnisch bedingte Mindestmaß, können einige Verbesserungsvorschläge gemacht werden. Die Faktoren, welche die Strahlenbelastung des Personals ganz wesentlich beeinflussen, wurden bereits aufgezeigt. Unsere Vorschläge lassen sich in drei Gruppen einteilen:

4.3.1 apparativ

- a) Die chirurgischen " C-Bögen " sollten über eine automatische Dosisleistungs-Regelung verfügen, die z.B. beim Abfahren einer sich verjüngenden Extremität die jeweils notwendige Röhrenspannung und den entsprechenden Röhrenstrom zur Erzielung eines optimalen Fernsehbildes nachregelt, bei gleichzeitig geringer Dosisleistung und damit geringer Streustrahlenintensität. (Abb.12)
Diese automatische Dosisleistungs-Regelung sollte jedoch abschaltbar sein, damit ein manueller Betrieb des Gerätes in Grenzfällen und bei Ausfällen der Regelautomatig möglich ist.

Nach unserer Beobachtung wurde meistens intraoperativ Röhrenspannung und Röhrenstrom , auch bei Durchleuchtung unterschiedlicher Schichtdicken, nicht nachgeregelt. Bei einer Markraum-Nagelung des Oberschenkels z.B. wurde meistens vor Beginn der Operation nach der Lagerung das Durchleuchtungs-Gerät auf die Schichtdicke des Hüftgelenkes eingestellt; bei späterer Durchleuchtung des kniegelenknahen Oberschenkels erfolgte keine Zurrücknahme von Röhrenstrom und -spannung.

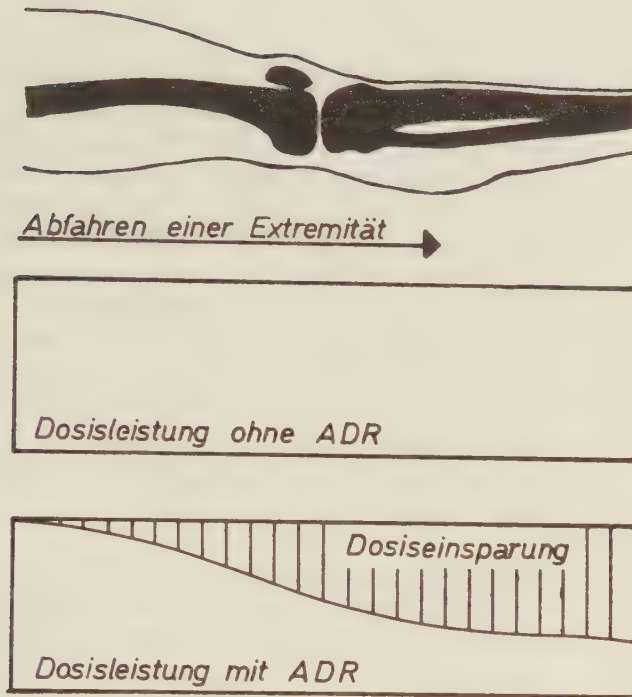


Abb. 12

- b) Die derzeit verwendeten chirurgischen Bildverstärker-Einheiten verfügen über eine weitgehend stufenlose Feldeinblendungs-Möglichkeit. Dies ist notwendig, um das Nutzstrahlenbündel den Erfordernissen entsprechend klein zu halten, da die Größe des Durchleuchtungsfeldes maßgeblich die Streustrahlen-Dosisleistung und die Bildschärfe auf dem Fernsehschirm bestimmt.

Während der von uns beobachteten Osteosynthesen wurde die Möglichkeit der Feldeinblendung nur un-

zureichend genutzt. Nach Rücksprache mit mehreren knochenchirurgisch tätigen Kollegen aus anderen Häusern scheint der Feldeinblendung insgesamt zu wenig Bedeutung beigemessen zu werden. Aus diesem Grund sollte nach technischen Vorkehrungen gesucht werden, die den Operateur ständig erinnern oder es ihm erleichtern, möglichst weit eingeblendet zu durchleuchten. Eine Möglichkeit wäre z.B. das Er-tönen eines Summtones bei voll aufgeblendetem Durchleuchtungsfeld; eine weitere Möglichkeit wäre z.B. die Einblendung auf einen kleineren zentralen Bildausschnitt, der bei Bedarf z.B. durch Tastendruck (und damit bewußt !) erweitert werden kann.

- c) Elektronische Möglichkeiten der Bildwiedergabe sollten voll ausgenutzt bzw. weiterentwickelt werden. Wesentlich erscheint uns hierbei die Möglichkeit des sogenannten " stehenden Bildes " oder des " Intervall- bzw. Sequenzbildes ".

Bei einer Schenkelhals-Osteosynthese z.B. lassen sich häufig im horizontalen Strahlengang die Hüft-kopfkalotte oder die Schenkelhals-Konturen infolge ausgeprägter Osteoporose nur nach längerem Betrachten des Monitorbildes abgrenzen. Während dieser Zeit aber wäre keine kontinuierliche Emission der Röntgenröhre notwendig, wenn das Gerät über eine elektronische Bildspeicher-Möglichkeit verfügen würde.

- d) Nach Erreichen bestimmter Dosisleistungsschwellen sollte ein akustisches Warnsignal ertönen. Diese Vorrichtung soll verhindern, daß das Gerät unkontrolliert über seine Regelautomatik, infolge

breiter (schattendichter) Operationshaken oder eines Defektes in der Regelautomatik selbst, hochgesteuert wird.

- e) Bessere Abschirmung des Monitorbildes gegen störendes Fremdlicht.

4.3.2. Vorschläge in instrumenteller Hinsicht

- a) Weiterentwicklung und Verwendung von chirurgischen Instrumenten (z.B. Haken) mit möglichst langen Griffstücken, natürlich unter Wahrung der Praktikabilität; der Aufenthalt der Hände im Nutzstrahl wäre dadurch weitgehend vermeidbar.
(Nach Mitteilung der Meßergebnisse unserer Untersuchungen werden solche Haken in der hiesigen orthopädischen Abteilung schon weitgehend verwendet.)
- b) Anwendung möglichst gering strahlendichter Operations-Haken.
- c) Weiterentwicklung strahlenschützender Operationshandschuhe, welche die chirurgische Tätigkeit möglichst wenig behindern.
- d) Ausrüstung des Operationstisches mit einer seitlichen flexiblen Strahlenabschleierung, die von der Auflagefläche hinab bis möglichst zum Boden reichen sollte, damit Unterschenkel und Füße strahlengeschützt sind (20).

4.3.3 personell

- a) Benutzung von Bleiglas-Brillen (nur für das Ärzteteam), welche die Strahlenbelastung der Augenlinsen vermindern.

Die Augenlinse als nicht aktiv durchblutetes Organ - und daher nach Strahleneinwirkungen regenerationsunfähig - ist besonders gefährdet. Sie zählt daher zu den sog. kritischen Organen (10).

- b) Tragen von Bleigummi-Schürzen mit einem höheren Bleigleichwert als 0,25 mm bei voraussichtlich längeren Einschaltzeiten.
- c) Ausbildung und wiederholte Belehrungen des chirurgischen Personals mit dem Ziel, ein strahlenschutzbewußtes Verhalten zu erreichen. Gerade diese Forderung erscheint uns von größter Bedeutung. Alle bisher erwähnten, z.T. sehr aufwendigen apparativen Forderungen können ein ausman- gelhaftem Wissen um die grundlegenden Regeln des Strahlenschutzes resultierendes Verhalten nicht aufwiegen.
- d) Die Förderung des Strahlenschutz-Bewußtseins könnte durch psychologisch-pädagogische Mittel unterstützt werden, wie z.B. durch das Anbringen großformatiger, gut lesbarer und übersichtlicher Schautafeln mit den wichtigsten Strahlenschutz - regeln, sowohl im Operationssaal wie auch in den Aufenthaltsräumen.
- e) Das chirurgische Personal befindet sich während einer Osteosynthese mit Bildverstärker-Benutzung im "Kontrollbereich" (21), in dem das Tragen von Personen-Strahlendosimetern vorgeschrieben ist. Diese sollten bei Überschreiten einer bestimmten Dosisleistungs-Schwelle ein akustisches Warnsignal geben.

Anmerkung zu 4.3.1 :

Die jetzt auf dem Markt befindlichen chirurgischen Bildverstärker-Fernseh-Einheiten sind schon mit der unter 4.3.1a geforderten automatischen Dosisleistungsregelung ausgestattet. Nach mündlicher Mitteilung sei auch die unter 4.3.1c vorgeschlagene Bildspeicher-Wiedergabe schon weitgehend entwickelt worden.

Nach Ausführung vieler kritischer Anmerkungen über den intraoperativen Durchleuchtungs-Betrieb könnte der Eindruck entstanden sein, das Durchleuchtungsgerät am liebsten aus dem knochenchirurgischen Operations-Saal verdrängen zu wollen. Dies ist sicher nicht so zu verstehen; der Strahlenschutz soll nicht zum Selbstzweck werden. Die intraoperative Röntgendiagnostik bei Osteosynthesen hat ihren festen Platz, sie sollte nur bewußter eingesetzt und auf das notwendige Maß beschränkt werden. Durch Kenntnis und wirkliche Anwendung der wichtigsten Strahlenschutz-Regeln und Verwendung möglichst moderner Durchleuchtungsgeräte kann die Strahlenbelastung ganz wesentlich herabgesetzt werden.

5.0 Zusammenfassung

Nach Entwicklung eines geeigneten Meßverfahrens wurde 1975 im traumatologischen und orthopädischen Operationssaal des Städt. Rudolf-Virchow-Krankenhaus Berlin die Strahlenbelastung des chirurgischen Personals bei Osteosynthese-Operationen unter Bildverstärker-Fernseh-Kontrolle gemessen. Als Strahlendetektoren wurden Lithium-Fluorid-Thermolumineszenzdosimeter verwendet; Meßpunkte waren die Stirn, der Rumpf in Sternumhöhe, die Gonaden, beide Hände und ein Fuß. Dabei wurde eine mittlere Rumpf- und Gonadendosis der 3 operierenden Ärzte von etwa 5 mrem bei einer durchschnittlichen Einschaltdauer des Durchleuchtungsgerätes von etwa 8 min ermittelt; die entsprechenden Orts-Äquivalentdosen bei Narkosearzt und instrumentierender Op-Schwester betrugen etwa 2 mrem. Weit herausragende Maximal-Dosen erhielten lediglich die Hände des Operateurs und 1. Assistenten bei schwierigen Repositionen während Markraumnagel-Osteosynthesen.

Unter Berücksichtigung der mittleren Operationsfrequenz mit Bildverstärker-Benutzung von 2/Woche liegen die Gesamt-Äquivalentdosen deutlich unter den nach der Röntgenverordnung vom 1.3.1973 höchstzulässigen Werten für beruflich strahlen-exponierte Personen.

Im Vergleich zu röntgendiagnostischen Untersuchungen mithilfe festinstallierter Durchleuchtungsgeräte (Magen-Darm-Passage) bei etwa gleicher Einschaltzeit erhält das operative Personal jedoch 40- bis 60-fache Rumpf- und Gonadenbelastungen. Unsere Vermutung wurde bestätigt, daß die tatsächlich im operativen Betrieb auftretenden Dosen auch höher sind als die aus Phantomuntersuchungen gewonnenen Daten.

Schließlich werden Vorschläge gemacht, die geeignet sind, die Strahlenbelastung des Personals bei Osteosynthesen unter Bildverstärker-Kontrolle zu reduzieren und auf ein Mindestmaß zu beschränken.

6.0 Literatur-Verzeichnis

- 1) ARDRAN, G.M.

Radiation exposure to personnel during cardiac catheterization

Radiology 106 (1973) 517

- 2) ATTIX, F.H. and ROESCH, W.C.

Radiation dosimetry, Vol.II

Academic Press, New York 1966 269-281

- 3) BRAUN, H. u.a.

Information über die Röntgenverordnung

Georg Thieme Verlag, Stuttgart 1974 2

- 4) BREUER, K. u. KRAUTZIN, K.

Beitrag zum Problem der Strahlenbelastung beim Durchleuchten während des chirurgischen Eingriffes
Verhandlungen der Deutschen Röntgengesellschaft
Band 37

Georg Thieme Verlag 1955 33

- 5) BREUER, K. u.a.

Strahlengefährdung des Röntgenpersonals bei der Durchleuchtungsarbeit

Fortschritte Röntgenstrahlen 34,2 (1956) 223-229

- 6) DIETHELM, L.

Das Operieren im Röntgenlicht und der Strahlenschutz

Verhandlungen der Deutschen Röntgengesellschaft
Band 37

Georg Thieme Verlag, Stuttgart 1955 32

- 7) DIN 6811 (Jan. 72), Medizinische Röntgeneinrichtungen bis 300 kV
- 8) EDER, H. u. WAHL, H.
Strahlenschutz an fahrbaren Röntgenbildverstärker-Geräten
chirurgische praxis 19, 217-223 (1975)
Hans Marseille Verlag München
- 9) EWEN, K. u. SCHMITT, G.
Technische Strahlenschutzmaßnahmen am chirurgischen Bildverstärker
Röntgenpraxis, Jahrgang 27 (1974) 216-221
- 10) EWEN, K. u. SCHMITT, G.
Grundlagen des praktischen Strahlenschutzes
Ferdinand Enke Verlag, Stuttgart 1975 91-92, 160
- 11) EWEN, K. u.a.
Die Größenordnung der Strahlenbelastung des Untersuchers in der Röntgendiagnostik und gegenwärtige Kriterien zu ihrer Beurteilung
Fortschritte Röntgenstrahlen 118,6 (1973) 715-720
- 12) FROST, D.
Über die Senkung der Personaldosis durch ein individuelles Strahlenwarngerät
Atompraxis 5 (1959) 310
- 13) FROST, D.
Messung der Personendosis für den Strahlenschutz
Kerntechnik 9 (1967) 203

- 14) Handbook of Chemistry and Physics
56 th Edition 1975-76, The Chemical Rubber
Publishing Company, Cleveland, Ohio
- 16) International Atomic Energy Agency (Symposium)
Solid state and Chemical Radiation dosimetry
in medicine and biology
IAEA, Wien 1967 121-129, 99-106
- 17) JAEGER, R.G. u. HÜBNER, W.
Dosimetrie und Strahlenschutz
Georg Thieme Verlag, Stuttgart 1974 342-344, 225
- 18) REGULLA, D.F.
Thermolumineszenzdosimetrie
Sonderdruck des Institutes f. Strahlenschutz der
Gesellschaft für Strahlen - u. Umweltforschung mbH
8042 Neuherberg IV 73-100
- 19) SCHULTE-BRINCKMANN, W. u. MAGDSICK, G.
Strahlenexposition des radiologischen Personals
bei Kontrastmitteluntersuchungen des Magen-Darm-
Traktes unter BV - Fernseh - Durchleuchtung
Strahlentherapie 138 186-196
- 20) STIEVE, F.E.
Strahlenschutzkurs für Ärzte
Verlag Hildegard Hoffmann Berlin 1974 RD III
- 21) Verordnung über den Schutz vor Schäden durch
Röntgenstrahlen vom 1. März 1973, Bundesgesetz-
blatt, Teil I, 18 (1973)

- 22) WACHSMANN, F.

Die Messung der Personendosis
Gesellschaft für Strahlen - u. Umweltforschung
München mbH
Bericht Nr. 76 1973 2-5

- 23) WEBB, P.

Bioastronautic Data Book
National Aeronautics and Space Administration,
Scientific and Technical Information
Washington, D.C. 1964 154

- 24) YEN WANG, M.D.

Handbook of Radioactive Nuclides
The Chemical Rubber Publishing Company
Cleveland, Ohio 1969 857-859

- 25) Handbuch der medizinischen Radiologie
Springer - Verlag Berlin - Heidelberg - New York
Band I Teil 2 1973

Herrn Chefarzt Prof. Dr. H. Witt und Herrn Prof. Dr. D. Frost danke ich für die wertvollen Hinweise und Ratschläge bei der Behandlung des Themas, sowie für die freundliche Unterstützung und Überlassung der Meßeinrichtung zur Durchführung der eigenen Messungen.

Frau Oberärztin Dr. H. Bürger gilt mein Dank für zahlreiche Anregungen bei der Anfertigung der Arbeit.

Ebenso danke ich Herrn Dipl.-Physiker M. Ramshad und Herrn Ing. grad. J. Fessel für die freundliche Unterstützung bei den physikalischen Vor- und Meßarbeiten.

Nicht zuletzt gilt mein Dank dem traumatologischen und orthopädischen Operations-Personal, ohne deren kollegiale und hilfsbereite Unterstützung die Durchführung der Messungen nicht möglich gewesen wäre.

LEBENS LAUF

Am 7. August 1942 wurde ich als Sohn des Dipl.-Volks-
wirtes Gerhard Trempenau und seiner Ehefrau Margarete,
geb. Hunke in Hannover geboren.

Von 1949 bis 1953 besuchte ich die Grundschule, von 1953
bis 1958 das Kaiser-Wilhelm-Gymnasium in Hannover. Die
Reifeprüfung legte ich 1962 am Gymnasium in Stadthagen
ab.

Nach zweijährigem Militärdienst begann ich das Medizin-
studium im Sommersemester 1964 an der Christian-Albrecht-
Universität in Kiel und bestand dort im Februar 1970 das
Staatsexamen.

Nach einjähriger Medizinalassistentenzeit in Eckernförde,
Kiel und Mindelheim erhielt ich am 15. April 1971 die
Approbation als Arzt.

1972 habe ich die Stewardess Sigrid Voy geheiratet.

Vom 15. Mai 1971 an bin ich im Städt. Rudolf-Virchow-
-Krankenhaus tätig, anfangs auf der Abteilung für Strah-
lentherapie und seit dem 1. 9. 1972 bis jetzt auf der
Abteilung für Röntgen-Diagnostik.

Am 15. Mai 1975 erhielt ich die Facharzt-Anerkennung
für Röntgenologie und Strahlenheilkunde.

